

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОСНОВНЫХ ПОЛОЖЕНИЙ ГИДРОДИНАМИКИ В КУРСЕ МЕДИЦИНСКОЙ И БИОЛОГИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ

Орехова И. А., Иванова С. В.

*УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов
медицинский университет»*

Гемодинамика – раздел биомеханики, изучающий движение крови по сосудистой системе. Физической основой гемодинамики является гидродинамика, исследующая движение идеальных жидкостей и их взаимодействие с окружающими твердыми телами. Понятия и законы гидродинамики, изучаемые в курсе медицинской и биологической физики, являются теоретической основой для изучения реальных гемодинамических процессов в системе кровообращения. При изучении идеальной жидкости вводятся такие понятия и определения, как ньютоновские и неньютоновские жидкости, линии тока, вязкость, давление, линейная и объемная скорости, гидравлическое сопротивление, ламинарное и турбулентное течение. Для описания движения идеальной жидкости используются: условие неразрывности струи, уравнение Бернулли и формула Пуазейля.

В реальной жидкости вследствие взаимного притяжения и теплового движения молекул имеет место внутреннее трение или вязкость. Цельная кровь (суспензия элементов в белковом растворе – плазме) является неньютоновской жидкостью, т. е. ее вязкость зависит от режима течения (давления и градиента скорости). Ее вязкость тем выше, чем меньше скорость ее движения. Течение крови по кровеносному руслу, в основном, является ламинарным. Турбулентность крови может возникнуть вследствие местного сужения просвета сосуда или локального расширения. При патологии, когда вязкость крови бывает меньше нормы, течение ее в артериях также становится турбулентным. Турбулентное течение создает условия для оседания тромбоцитов и образования агрегатов.

В некоторых медико-реабилитационных мероприятиях используется наркоз. При этом необходимо по возможности уменьшить усилия, затрачиваемые больным на дыхание через эндотрахеальные и другие дыхательные трубки, посредством которых подается дыхательная смесь для наркоза. Неровности внутренних стенок трубки, резкие изгибы и изменения внутреннего диаметра трубок и соединений часто являются причинами перехода ламинарного потока в турбулентный, что затрудняет процесс дыхания у больного [1].

Условие неразрывности струи устанавливает соотношение между скоростями течения жидкости в различных сечениях трубки тока. Если жидкость движется по системе последовательно соединенных трубок различного сечения, то скорость ее движения обратно пропорциональна площади сечения трубок. Причем, для кровеносной системы, имеется ввиду, суммарная площадь сосудов одного уровня ветвления. Скорость кровотока в разных сосудах различна. В аорте равна 0,4-0,5 м/с, в капиллярах – около 0,5 мм/с. Это обусловлено тем, что сумма площадей поперечных сечений всех капилляров примерно в 500-600 раз больше площади поперечного сечения аорты.

Для описания давления в кровеносной системе используется соотношение для течения идеальной жидкости, вытекающее из закона сохранения энергии – уравнение Бернулли. Оно позволяет ввести такие понятия, как статическое, динамическое и полное давление. При стационарном течении идеальной жидкости

полное давление, равное сумме статического, динамического и гидростатического давлений, одинаково во всех поперечных сечениях трубки тока. Опираясь на уравнения Бернулли, можно объяснить некоторые нарушения гемодинамических показателей сосудистой системы, например, утолщение стенок сосуда за счёт отложения на их поверхности холестериновых бляшек (атеросклероз), за счёт которых происходит уменьшение поперечного сечения сосуда и, как, следствие, статического давления $p_{ст}$. Течение крови по сосуду будет до того момента, пока статическое давление $p_{ст}$ в месте образования сужения будет превышать наружное давление p_0 . При дальнейшем уменьшении сужения под действием внешнего давления p_0 просвет в месте сужения может закрываться. Сердце будет работать в условиях повышенной нагрузки. Кровь из левого желудочка должна будет выбрасываться под большим давлением, иначе давление в конце сосуда станет ниже нормы, это приведёт к понижению капиллярного давления и нарушению фильтрационно-реабсорбционного равновесия. Аналогично объясняется ещё одно нарушение гемодинамических показателей сосудистой системы – аневризма, которая представляет собой вздутие сосуда, происходящее вследствие патологических процессов. В этом случае, статическое давление $p_{ст}$ в месте расширения сосуда будет больше давления на основном участке сосуда, а больше атмосферного давления. Аневризма под действием повышенного давления будет иметь тенденцию к расширению. В результате возможна опасная ситуация – разрыв аневризмы.

В организме путем сужение или расширение сосудов, за счёт изменения объёмной скорости кровотока регулируется кровоснабжение тканей, теплообмен с окружающей средой. Объёмная скорость жидкости обратно пропорциональна её вязкости, а вязкость, в свою очередь, обратно пропорциональна температуре. Следовательно, с повышением температуры объёмная скорость увеличивается.

Формула Пуазейля и гидравлическое сопротивление также находит применение для описания течения реальных жидкостей. Гидравлическое сопротивление тем больше, чем больше вязкость и длина сосуда и чем меньше радиус поперечного сечения. Из формулы Пуазейля следует, что при фиксированном объёме протекающей жидкости падение давления зависит от гидравлического сопротивления. Например, в кровеносной системе по мере разветвления сосудов (артерии-артериолы-капилляры) полное сечение кровотока увеличивается, а гидравлическое сопротивление при этом остаётся высоким. Поэтому значительное падение давления (до 70%) приходится на мелкие сосуды.

На практике формула Пуазейля используется также при введении жидкостей через капельницу и шприц. Объёмная скорость, с которой препарат поступает в вену, зависит от условий введения. Согласно формуле Пуазейля, скорость введения препарата можно увеличить за счёт установки камеры на большую высоту или за счёт использования иглы большего диаметра. При увеличении высоты подъёма камеры в два раза расход жидкости примерно удваивается. При удвоении диаметра иглы поток жидкости должен увеличиться в 16 раз. Однако, имеют место значительные отклонения от формулы Пуазейля, что нередко наблюдается для реальных жидкостей. Так, при переходе к игле большего диаметра не наблюдается предлагаемого увеличения, которое даёт формула Пуазейля. Это связано с тем, что в большей игле на сообщение жидкости кинетической энергии расходуется более 50% работы сил давления $1/l$.

Таким образом, при изучении гемодинамики в курсе медицинской и биологической физике необходимо опираться на основные положения и законы раздела классической физики – гидродинамику.

Литература

1 Федорова В. Н., Степанова Л. А. Краткий курс медицинской и биологической физики с элементами реабилитологии. Лекции и семинары. – М.: Физматлит. – 2005. – 622с.